



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107049236 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201611166794.4

(22)申请日 2016.12.16

(71)申请人 北京大学

地址 100871 北京市海淀区颐和园路5号

(72)发明人 万有 周瑞 刘晓民

(74)专利代理机构 北京万象新悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11360

代理人 苏爱华

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

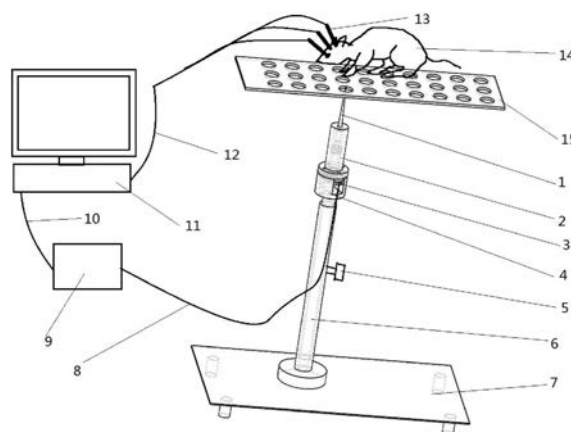
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种大鼠足底痛阈测量系统

(57)摘要

本发明针对现有技术中的不足,提出了一种能够稳定、精确、干扰低、可同步脑电等检测设备的大鼠足底痛阈测量系统,其特征在于该系统包含刺激针组件、压力测量组件、脑电测量组件、整体支撑及运动组件几部分。本发明采用移动底座,避免了手持式测量的手部颤动造成的数据不稳定;采用刚性接触刺激,保证测量数据的精确性;采用电路自动计时,时间点控制精确,计时准确;采用长方形硅片刚性压力传感器,其力学特性受环境的温度和湿度的影响要远小于细长丝状塑料刺激针。



1. 一种大鼠足底痛阈测量系统,其特征在于:该系统包括刺激针组件、压力测量组件、脑电测量组件和支撑及运动组件;

上述刺激针组件包括刺激针具(1)和导向套筒(2)两部分;刺激针具(1)中的刺激针用于对大鼠足底进行针刺刺激;刺激针下方有导向柱(16),与导向套筒(2)紧密配合,用于保持刺激针竖直上下运动,刺激针具(1)底面与压力传感器(3)紧密接触以传递刺激压力;导向套筒(2)导引的刺激针被大鼠足底下压以后,沿直线向下运动,通过刺激针具(1)底面接触压力传感器(3),将刺激压力传导至压力传感器(3);

上述压力测量组件包括压力传感器(3)、模数转换模块(9)、模拟信号传输线(8)、数字信号传输线(10)四部分;压力传感器(3)主要用于将刺激压力转变为模拟信号;经模拟信号传输线(8)传输进模数转换模块(9);模数转换模块(9)将模拟信号转变为数字信号,数字信号通过数字信号传输线(10)送入计算机(11),用于后续数据采集和分析;

上述脑电测量组件包括鼠用脑电信号采集模块(13)和脑电信号传输线(12);鼠用脑电信号采集模块(13)安装于大鼠脑功能区,用于采集大鼠在抬脚时刻的脑电信号;当大鼠足底压力发生突变,并且是由高于0压力变为0压力时,则判断为大鼠发生了抬脚事件,计算机(11)通过脑电信号传输线(12)发送标准+5V电脉冲,该电脉冲控制鼠用脑电信号采集模块(13)采集大鼠抬脚时刻的脑电信号,然后再通过脑电信号传输线(12)发送回计算机(11);

上述支撑及运动组件包括支撑底座(6)、升降座(4)和升降齿轮(5);升降座(4)和升降齿轮(5)用于控制刺激针的升降,从而调节刺激大鼠足底的力度,支撑底座(6)起支撑作用;支撑底座(6)的底面安装低阻力轴承或抛光,便于在平整试验台面任意挪动位置。

2. 如权利要求1所述的一种大鼠足底痛阈测量系统,其特征在于:在支撑底座(6)下部还设置有支撑平板(7),支撑平板(7)放置于平整桌面上,刺激针组件置于支撑平板(7)上表面,并能在其上平滑移动,网状鼠托板(15)放置于刺激针组件正上方,用于承托大鼠(14),大鼠(14)卧于网状鼠托板(15)上,并暴露大鼠足底;大鼠(14)头部佩戴鼠用脑电信号采集模块(13)。

3. 如权利要求1所述的一种大鼠足底痛阈测量系统,其特征在于:支撑底座(6)上部为空心圆筒,空心圆筒侧壁开有圆孔用于安装升降齿轮(5),该升降齿轮(5)与空心圆筒内安装的升降座(4)上的齿条相配合,共同实现刺激针的升降;升降座(4)顶端开有横槽用于安装压力传感器(3)。

4. 如权利要求3所述的一种大鼠足底痛阈测量系统,其特征在于:导向柱(16)上还开设有排气孔(17),用于在导向柱升降时排出封闭空间中的空气;排气孔(17)为半圆形结构,直径2毫米。

5. 如权利要求1所述的一种大鼠足底痛阈测量系统,其特征在于:该大鼠足底痛阈测量系统工作步骤如下:

步骤一:将大鼠(14)放置于大面积镂空的网状鼠托板(15)上,从网状鼠托板(15)下方可以看到充分暴露的大鼠足底;将刺激针(1)放置于大鼠(14)足底正下方;大鼠状态稳定后,旋转升降齿轮(5),升起刺激针(1)使其与大鼠(14)足底接触,同时计算机(11)开始计时;

步骤二:继续缓慢升起刺激针(1),增大刺激压力,同时压力传感器(3)实时测量刺激压力并传输至计算机(11);

步骤三：刺激压力增大到某个数值时，大鼠产生抬脚躲避反应，压力传感器(3)记录此时的刺激压力大小，并且计算机(11)终止计时，同时通过计算机(11)向鼠用脑电信号采集模块(13)发送+5V电脉冲，鼠用脑电信号采集模块(13)立即记录此时大鼠的脑电信号。

6.如权利要求1所述的一种大鼠足底痛阈测量系统，其特征在于：刺激针为锥状结构，顶端最细部分的直径为0.02毫米。

一种大鼠足底痛阈测量系统

技术领域

[0001] 本发明涉及大鼠对疼痛反应测试技术领域,具体涉及到一种大鼠足底痛阈测量系统。

背景技术

[0002] 不同的大鼠药物模型对疼痛的反应不同,为了测量这种差异,通常采用力学物理刺激、激光烧灼、电刺激等手段对大鼠足底进行刺激,测量其抬足反应时的参数。激光烧灼方法受皮肤的光谱反射率影响较大,电刺激对大鼠皮肤湿度敏感,因此力学物理刺激较为可靠。当前采用的力学物理刺激通常是在大鼠足底施加一定的力,大鼠在该力的刺激下,产生抬足反应。施加的力大小反映了该大鼠的痛阈大小。当前采用的力学物理刺激手段主要是有两种:

[0003] 其一,定力刺激纤维,该纤维有一系列数十种不同直径的塑料纤维,不同的直径代表着不同的刺激力。使用时用该纤维刺激大鼠足底,当纤维发生弯曲时,表示使用的是本直径代表的刺激力。该方法简单易用,应用广泛。但该方法存在以下问题和不足:

[0004] 1. 纤维丝直径表征了弯曲力的大小,但不同的弯曲程度产生的力有所差异,而该纤维需要操作者悬空手持操作,一个人每次不可能严格保证纤维弯曲程度高度一致,不同的操作者操作时产生的纤维弯曲程度更是无法比较。因此,该纤维不能保证每次刺激力的稳定;

[0005] 2. 手持设备悬空刺激足底时,不可避免的产生手部抖动,造成测量力曲线波动较大,测量数据不稳定;

[0006] 3. 使用刺激纤维刺激时,通常采用秒表手工计时,此时,时间计量误差就比较大;

[0007] 4. 刺激纤维长时间使用时,由于温度、湿度、疲劳、蠕变等影响,纤维的力学特性不可避免的会发生变化,因此随着设备使用时间的延续,测量数据误差将增大;

[0008] 其二,手持式电子压力计,该设备利用压电传感器将作用于大鼠足底的压力转变为电信号,经模数转换后,变为数字量输出,该设备产生的力大小与压力信号成正比。该种手持式电子压力计较之于定力刺激纤维有着明显的技术进步,但该设备同样由于需要悬空刺激,手部存在抖动,产生很大的抖动误差。

[0009] 上述两种常用的刺激工具普遍存在手部抖动误差、计时不准确、功能单一的缺点。即使产生了足部反应,也无法与其他检测设备通讯,无法同步检测大鼠抬足时的头部脑电信号。现有痛阈测量方法耗时、耗力、数据不稳定、不易规范化,限制了此类痛阈测量方法在临床的推广应用。

发明内容

[0010] 本发明针对上述现有技术中的不足,提出了一种能够稳定、精确、干扰低、可同步脑电等检测设备的大鼠足底痛阈测量系统。

[0011] 本发明的目的通过以下技术方案来实现:

[0012] 一种大鼠足底痛阈测量系统,其特征在于:该系统包括刺激针组件、压力测量组件、脑电测量组件和支撑及运动组件;

[0013] 上述刺激针组件包括刺激针具和导向套筒两部分;刺激针具中的刺激针用于对大鼠足底进行针刺刺激;刺激针下方有导向柱,与导向套筒紧密配合,用于保持刺激针竖直上下运动,刺激针具底面与压力传感器紧密接触以传递刺激压力;导向套筒导引的刺激针被大鼠足底下压以后,沿直线向下运动,通过刺激针具底面接触压力传感器,将刺激压力传导至压力传感器;

[0014] 上述压力测量组件包括压力传感器、模数转换模块、模拟信号传输线、数字信号传输线四部分;压力传感器主要用于将刺激压力转变为模拟信号;经模拟信号传输线传输进模数转换模块;模数转换模块将模拟信号转变为数字信号,数字信号通过数字信号传输线送入计算机,用于后续数据采集和分析;

[0015] 上述脑电测量组件包括鼠用脑电信号采集模块和脑电信号传输线;鼠用脑电信号采集模块安装于大鼠脑功能区,用于采集大鼠在抬脚时刻的脑电信号;当大鼠足底压力发生突变,并且是由高于0压力变为0压力时,则判断为大鼠发生了抬脚事件,计算机通过脑电信号传输线发送标准+5V电脉冲,该电脉冲控制鼠用脑电信号采集模块采集大鼠抬脚时刻的脑电信号,然后再通过脑电信号传输线发送回计算机;

[0016] 上述支撑及运动组件包括支撑底座、升降座和升降齿轮;升降座和升降齿轮用于控制刺激针的升降,从而调节刺激大鼠足底的力度,支撑底座起支撑作用;支撑底座的底面安装低阻力轴承或抛光,便于在平整试验台面任意挪动位置。

[0017] 优选地,在支撑底座下部还设置有支撑平板,支撑平板放置于平整桌面上,刺激针组件置于支撑平板上表面,并能在其上平滑移动,网状鼠托板放置于刺激针组件正上方,用于承托大鼠,大鼠卧于网状鼠托板上,并暴露大鼠足底;大鼠头部佩戴鼠用脑电信号采集模块。

[0018] 优选地,支撑底座上部为空心圆筒,空心圆筒侧壁开有圆孔用于安装升降齿轮,该升降齿轮与空心圆筒内安装的升降座上的齿条相配合,共同实现刺激针的升降;升降座4顶端开有横槽用于安装压力传感器。

[0019] 优选地,导向柱上还开设有排气孔,用于在导向柱升降时排出封闭空间中的空气;排气孔为半圆形结构,直径2毫米。

[0020] 优选地,刺激针为锥状结构,顶端最细部分的直径为0.02毫米。

[0021] 优选地,该大鼠足底痛阈测量系统工作步骤如下:

[0022] 步骤一:将大鼠14放置于大面积镂空的网状鼠托板15上,从网状鼠托板15下方可以看到充分暴露的大鼠足底;将刺激针1放置于大鼠14足底正下方;大鼠状态稳定后,旋转升降齿轮5,升起刺激针1使其与大鼠14足底接触,同时计算机11开始计时;

[0023] 步骤二:继续缓慢升起刺激针1,增大刺激压力,同时压力传感器3实时测量刺激压力并传输至计算机11;

[0024] 步骤三:刺激压力增大到某个数值时,大鼠产生抬脚躲避反应,压力传感器3记录此时的刺激压力大小,并且计算机11终止计时,同时通过计算机11向鼠用脑电信号采集模块13发送+5V电脉冲,鼠用脑电信号采集模块13立即记录此时大鼠的脑电信号。

[0025] 上述大鼠足底痛阈测量系统中,刺激针为锥状结构,顶端最细部分的直径为0.02

毫米。本发明具有如下有益效果：

[0026] 1、测量数据稳定：定力刺激纤维和手持式电子压力计都是需要手持测量的，与现有手持式测量方式不同，本发明采用移动底座，避免了手部颤动造成的数据不稳定。

[0027] 2、测量压力数据精确：现有的定力刺激纤维由于不同的操作者刺激时形成的弯曲程度不同，刺激力显然不稳定，一致性差，不同操作者获得的结论没有可比性；而本发明则采用刚性接触刺激，由于传感器变形与压力之间的数学模型已经由压力传感器精确标定，因此可保证测量数据的精确性。

[0028] 3、测量时间数据精确：现有手持式测量装置本身并没有测定刺激时间的功能，刺激时间只能用另一只手或者其他操作者使用秒表等常规用具，在经验的指导下确定测量开始时刻和大鼠抬脚时刻，即终止时刻，不可避免地引入人为反应时间，误差较大。本发明采用电路自动计时，时间点控制精确，计时准确。

[0029] 4、力学性能稳定：现有定力刺激纤维方法中的刺激纤维丝，其材质为工程塑料，形状为细长的丝状，在测试环境的温度和湿度变化时，对其弯曲力学特性影响很大；而本发明中的传感器采用长方形硅片刚性压力传感器，其力学特性受环境的温度和湿度的影响远小于上述细长丝状塑料。

附图说明

[0030] 1-刺激针具、2-导向套筒、3-压电传感器、4-升降座、5-升降齿轮、6-支撑底座、7-支撑平板；8-模拟信号传输线、9-模数转换模块；10-数字信号传输线、11-计算机、12-脑电信号传输线、13-鼠用脑电信号采集模块、14-大鼠、15-网状鼠托板、16-导向柱、17-排气孔；

[0031] 图1大鼠足底痛阈测量系统结构示意图

[0032] 图2刺激针组件结构示意图

[0033] 图3排气孔结构立体图

[0034] 图4排气孔结构俯视图

[0035] 图5升降齿轮安装示意图

具体实施方式

[0036] 根据附图1至5所示，本发明的一种大鼠足底痛阈测量系统，包括刺激针组件、压力测量组件、脑电测量组件和支撑及运动组件；

[0037] 上述刺激针组件包括刺激针具1和导向套筒2两部分；刺激针具1中的刺激针用于对大鼠足底进行针刺刺激；刺激针下方有导向柱16，与导向套筒2紧密配合，用于保持刺激针竖直上下运动，刺激针具1底面与压力传感器3紧密接触以传递刺激压力；导向套筒2导引的刺激针被大鼠足底下压以后，沿直线向下运动，通过刺激针具1底面接触压力传感器3，将刺激压力传导至压力传感器3；

[0038] 上述压力测量组件包括压力传感器3、模数转换模块9、模拟信号传输线8、数字信号传输线10四部分；压力传感器3主要用于将刺激压力转变为模拟信号；经模拟信号传输线8传输进模数转换模块9；模数转换模块9将模拟信号转变为数字信号，数字信号通过数字信号传输线10送入计算机11，用于后续数据采集和分析；

[0039] 上述脑电测量组件包括鼠用脑电信号采集模块13和脑电信号传输线12；鼠用脑电

信号采集模块13安装于大鼠脑功能区,用于采集大鼠在抬脚时刻的脑电信号;当大鼠足底压力发生突变,并且是由高于0压力变为0压力时,则判断为大鼠发生了抬脚事件,计算机11通过脑电信号传输线12发送标准+5V电脉冲,该电脉冲控制鼠用脑电信号采集模块13采集大鼠抬脚时刻的脑电信号,然后再通过脑电信号传输线12发送回计算机11;

[0040] 上述支撑及运动组件包括支撑底座6、升降座4和升降齿轮5;升降座4和升降齿轮5用于控制刺激针的升降,从而调节刺激大鼠足底的力度,支撑底座6起支撑作用;支撑底座6的底面安装低阻力轴承或抛光,便于在平整试验台面任意挪动位置。

[0041] 在支撑底座6下部还设置有支撑平板7,支撑平板7放置于平整桌面上,刺激针组件置于支撑平板7上表面,并能在其上平滑移动,网状鼠托板15放置于刺激针组件正上方,用于承托大鼠14,大鼠14卧于网状鼠托板15上,并暴露大鼠足底;大鼠14头部佩戴鼠用脑电信号采集模块13。

[0042] 支撑底座6上部为空心圆筒,空心圆筒侧壁开有圆孔用于安装升降齿轮5,该升降齿轮5与空心圆筒内安装的升降座4上的齿条相配合,共同实现刺激针的升降;升降座4顶端开有横槽用于安装压力传感器3。

[0043] 导向柱16上还开设有排气孔17,用于在导向柱升降时排出封闭空间中的空气;排气孔17为半圆形结构,直径2毫米。

[0044] 该大鼠足底痛阈测量系统工作步骤如下:

[0045] 步骤一:将大鼠14放置于大面积镂空的网状鼠托板15上,从网状鼠托板15下方可以看到充分暴露的大鼠足底;将刺激针1放置于大鼠14足底正下方;大鼠状态稳定后,旋转升降齿轮5,升起刺激针1使其与大鼠14足底接触,同时计算机11开始计时;

[0046] 步骤二:继续缓慢升起刺激针1,增大刺激压力,同时压力传感器3实时测量刺激压力并传输至计算机11;

[0047] 步骤三:刺激压力增大到某个数值时,大鼠产生抬脚躲避反应,压力传感器3记录此时的刺激压力大小,并且计算机11终止计时,同时通过计算机11向鼠用脑电信号采集模块13发送+5V电脉冲,鼠用脑电信号采集模块13立即记录此时大鼠的脑电信号。

[0048] 刺激针为锥状结构,顶端最细部分的直径为0.02毫米。

[0049] 本发明中采用移动底座,避免了现有类似功能的手持式测量装置的手部颤动造成的数据不稳定。与现有手持式测量不同,本发明采用刚性接触刺激,由于传感器变形与压力之间的数学模型已经由压力传感器精确标定,因此可保证测量数据的精确性。而现有的手持式纤维刺激丝由于不同的操作者刺激时形成的纤维丝弯曲程度不同,刺激力显然不稳定,一致性差,不同操作者获得的结论没有可比性。大鼠抬脚时间可精确测定。现有手持式测量的刺激时间只能用另一只手或者其他操作者根据测量开始和大鼠抬脚时刻,使用秒表启动和终止计时,不可避免的引入人为反应时间,误差较大。而本发明采用电路自动计时,时间点控制精确,计时准确。现有刺激纤维丝由于材质为工程塑料,并且形状为细长的丝状物,在测试环境的温度和湿度变化时,对其弯曲力学特性显然有影响。而本发明采用长方形硅片刚性压力传感器,显然其力学特性受环境的温度和湿度的影响要远小于细长丝状塑料刺激针。

[0050] 综上所述,以上仅为本发明的较佳实施例,并非用于限定本发明的保护范围;凡是在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护

范围之内。

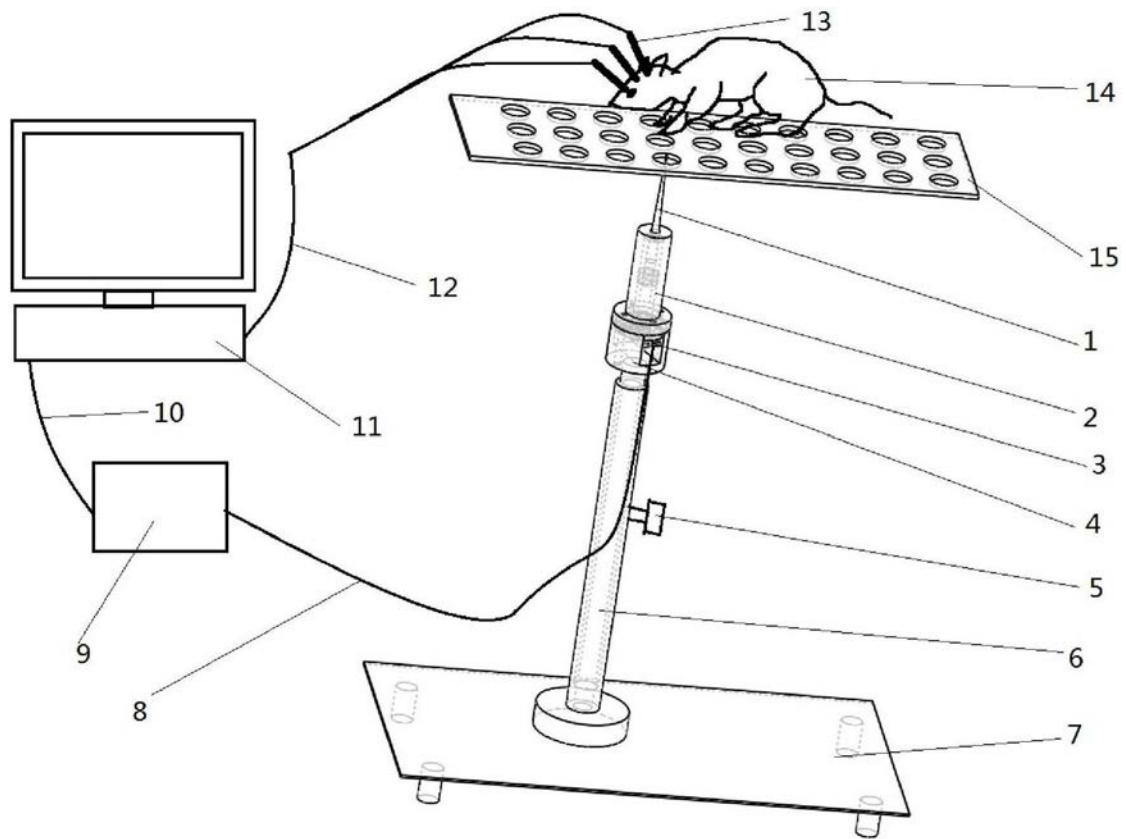


图1

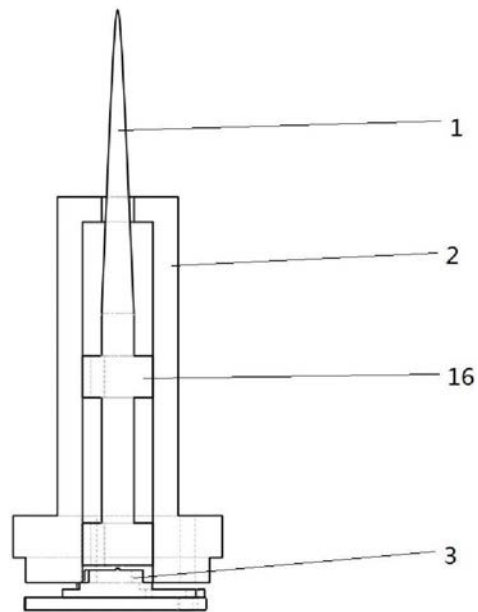


图2

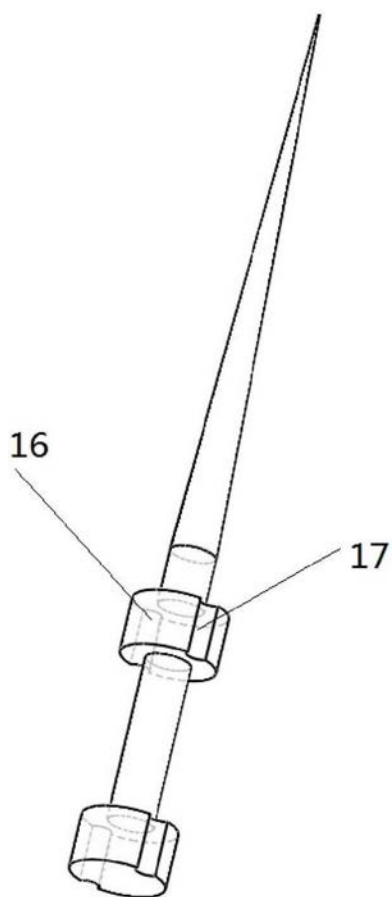


图3

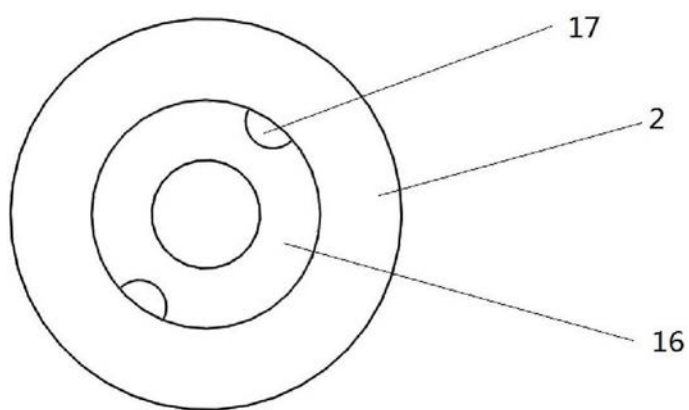


图4

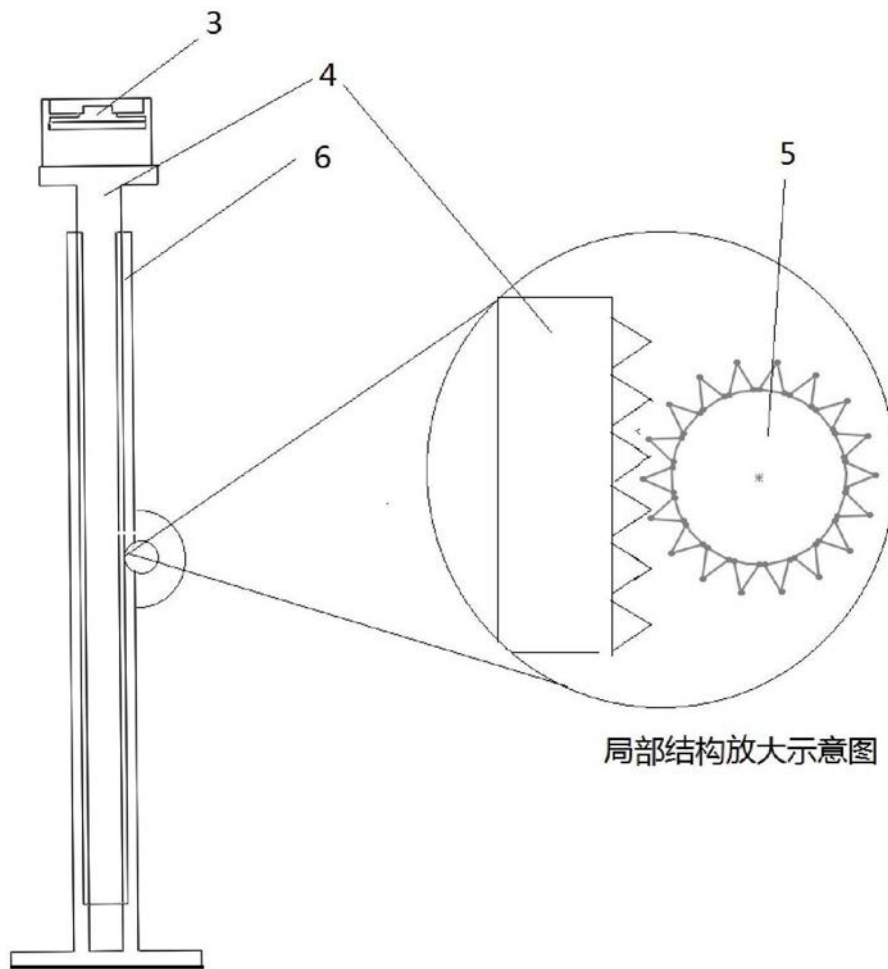


图5

